

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-177292

(43)Date of publication of application : 25.06.2002

(51)Int.Cl.

A61B 17/32
A61B 18/00

(21)Application number : 2001-323812

(71)Applicant : ETHICON ENDO SURGERY INC

(22)Date of filing : 22.10.2001

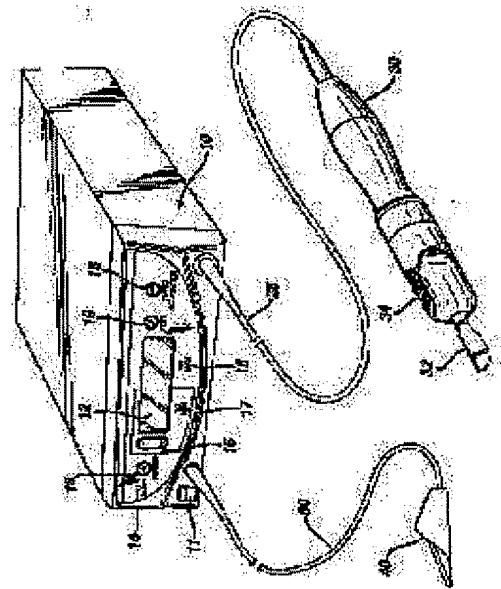
(72)Inventor : WIENER EITAN T
STULEN FOSTER
MADAN ASVANI K
KRAMER KENNETH S

(30)Priority

Priority number : 2000 242105 Priority date : 20.10.2000 Priority country : US
2001 827575 06.04.2001 US

(54) OUTPUT DISPLACEMENT CONTROL BY PHASE MARGIN IN ULTRASONIC SURGICAL HAND PIECE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an improved system and method for controlling the output displacement in an ultrasonic surgical hand piece.**SOLUTION:** This ultrasonic surgical hand piece is driven by output displacement correlated to the phase margin which is the difference between the resonance frequency of the hand piece and the antiresonance frequency. The frequency sweeping is performed to search for the resonance frequency and the antiresonance frequency. The resonance frequency is measured at a fixed point in frequency sweeping where the impedance value of the hand piece reaches its minimum value. The antiresonance frequency is measured at a fixed point in frequency sweeping where the impedance value of the hand piece reaches its maximum value. By an intended or specified output displacement, a driving current is calculated according to the phase margin which is the difference between the resonance frequency and the antiresonance frequency. After that, while a current output from a generator console for driving the hand piece is follow-up controlled, the hand piece is driven according to the output displacement.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

18.10.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-177292

(P2002-177292A)

(43) 公開日 平成14年6月25日 (2002.6.25)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 17/32
18/00

識別記号

3 1 0

F I

A 6 1 B 17/32
17/36

テマコード* (参考)

3 1 0 4 C 0 6 0
3 3 0

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2001-323812(P2001-323812)

(22) 出願日 平成13年10月22日 (2001.10.22)

(31) 優先権主張番号 2 4 2 1 0 5

(32) 優先日 平成12年10月20日 (2000.10.20)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(31) 優先権主張番号 8 2 7 5 7 5

(32) 優先日 平成13年4月6日 (2001.4.6)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890

エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド

Ethicon Endo-Surgery, Inc.

アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545

(72) 発明者 エイタン・ティール・ウィーナー

アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クロトン・ドライブ 9519

(74) 代理人 100066474

弁理士 田澤 博昭 (外1名)

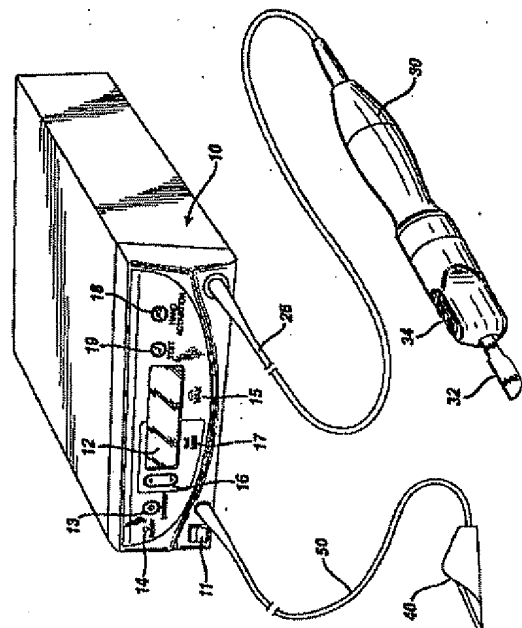
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波外科ハンド・ピース内の位相マージンによる出力変位制御

(57) 【要約】

【課題】 超音波外科ハンド・ピース内の出力変位を制御するための改善されたシステムおよび方法を提供する。

【解決手段】 超音波外科ハンド・ピースを当該ハンド・ピースの共振振動数と反共振振動数との差である位相マージンに対して相関されている出力変位により駆動する。振動数掃引を行なって上記ハンド・ピースにおける共振振動数および反共振振動数を探索する。共振振動数はハンド・ピースのインピーダンス値がその最小値になる振動数掃引中の一定の点において測定される。また、反共振振動数はハンド・ピースのインピーダンス値がその最大値になる振動数掃引中の一定の点において測定される。目的のまたは特定の出力変位を用いて、上記共振振動数と反共振振動数との差である位相マージンに基づいて駆動電流が計算される。その後、ハンド・ピースを駆動するための発生装置コンソールからの電流出力を追随的に制御しながら、上記出力変位によりハンド・ピースを駆動する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波外科ハンド・ピースを動作するための方法において、

前記ハンド・ピースの共振振動数を測定する工程と、
前記ハンド・ピースの反共振振動数を測定する工程と、
前記共振振動数と前記反共振振動数との差である位相マージンを計算する工程と、

前記位相マージンを出力変位に対して関連させる工程と、

前記位相マージンの出力変位に対する相関関係に基づいて駆動電流を計算する工程と、

前記ハンド・ピースを前記駆動電流により駆動する工程を含む方法。

【請求項 2】 超音波外科ハンド・ピースを動作するためのシステムにおいて、

前記ハンド・ピースの共振振動数を測定するための手段と、

前記ハンド・ピースの反共振振動数を測定するための手段と、

前記共振振動数と前記反共振振動数との差である位相マージンを計算するための手段と、

前記位相マージンを出力変位に対して関連させるための手段と、

前記位相マージンの出力変位に対する相関関係に基づいて駆動電流を計算するための手段と、

前記ハンド・ピースを前記駆動電流により駆動するための手段を備えているシステム。

【請求項 3】 トランスデューサにより超音波外科ハンド・ピースを動作するための方法において、

前記トランスデューサを共振状態で動作する工程と、

前記ハンド・ピースの駆動電流を測定する工程と、

前記ハンド・ピースの出力変位を測定する工程と、

所望の出力変位を入力する工程と、

前記所望の出力変位を前記測定した駆動電流と掛け合わせて前記測定した出力変位で割った値に概ね等しい所望の駆動電流を計算する工程と、

前記ハンド・ピースを前記所望の駆動電流により駆動する工程を含む方法。

【発明の詳細な説明】 関連出願本発明は本発明と同一の発明の名称を有して本明細書に参考文献として含まれる 2000 年 10 月 20 日に出版されている米国仮特許出願第 60/242, 105 号に関連し、これに基づく優先権を主張する。

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は一般に超音波外科システムに関し、共振振動数と反共振振動数との差である「位相マージン (phase margin)」に基づく超音波外科ハンド・ピースの出力変位を制御することに関する。

【0002】

【従来の技術】 電気的な外科用メスおよびレーザーが組

織および血管を焼灼することにより軟質組織の切開および止血を同時に行なうという 2 種類の機能を実行するための外科装置として使用できることが知られている。しかしながら、このような装置は凝固状態を形成するために極めて高い温度を使用するために気化および発煙ならびにはねかえりを生じ、このことにより手術室内の人員に病気を広める可能性が高まる。さらに、このような装置を使用することにより、比較的広い熱的な組織損傷の領域を形成する場合が多い。

【0003】 超音波駆動機構による高速で振動する外科ブレードによる組織の切断および焼灼も良く知られている。このような超音波切断装置に付随する問題の一例は無調整状態または無減衰状態の振動および熱、およびこれらによる材料疲労である。動作空間内の環境において、ブレードを冷却するための熱交換器によるシステムの冷却処理を含むことによる上記加熱の問題を制御する試みがこれまで行なわれてきた。例えば、既知のシステムの一部において、超音波切断および組織フラグメント化システムは循環水ジャケットおよび切断部位の灌注および吸引のための手段を備えた冷却システムを必要とする。別の既知のシステムは切断ブレードへの低温流体の供給が必要である。

【0004】 トランスデューサ内に発生する熱を制限するための手段として当該トランスデューサに供給する電流を制限することが知られている。しかしながら、このことにより患者の最も効果的な治療を必要とする時にブレードに不十分な出力を供給することが起こり得る。本特許出願の譲受人に譲渡されていて本明細書に参考文献として含まれる Thomas に発行されている米国特許第 5, 026, 387 号はブレードに供給する駆動エネルギーを制御することにより冷却剤を使用することなく超音波外科切断および止血システムにおける発熱を調整するためのシステムを開示している。この特許によるシステムにおいて、超音波発生装置は特定の電圧、電流および例えば 1 秒当たり 55, 500 サイクルの振動数の電氣的信号を生成する超音波発生装置が備えられている。この発生装置はケーブルを介してハンド・ピースに接続されており、このハンド・ピースが圧電セラミック素子を收容して超音波トランスデューサを形成している。ハンド・ピース上のスイッチまたは別のケーブルにより発生装置に接続しているフット・スイッチに応じて、この発生装置の信号がトランスデューサに供給されて、その素子における長手方向の振動が生じる。一定の構造体がこのトランスデューサを外科ブレードに接続しており、これにより、外科ブレードが発生装置からのトランスデューサへの信号の供給時に超音波振動数で振動する。さらに、上記の構造体は所定の振動数で共振するように構成されているので、トランスデューサにより開始される動作が増幅できる。

【0005】 トランスデューサに供給される信号はプレ

ードの負荷状態（組織に対する接触または後退）についての継続的または周期的な感知情報に応じて適宜トランスデューサに出力を供給するように制御される。この結果、装置は低出力のアイドリング状態から、外科用メスの組織への接触の有無に自動的に応じて選択可能な高出力の切断処理状態に到達する。第3の高出力凝固モードはブレードが組織に接触していない時のアイドリング出力レベルへの自動復帰を伴って手動により選択可能である。この超音波出力はブレードに継続的に供給されない

ので、周囲の発熱を減少しながら、必要に応じて切開および焼灼のために組織に十分なエネルギーを供給できる。
【0006】 上記Thomas特許におけるコントロール・システムはアナログ型である。電圧制御型オシレータ、周波数分割器、電源スイッチ、整合ネットワークおよび位相検出器を含む位相ロック・ループがハンド・ピースに供給される振動数を安定化する。ハンド・ピースに供給される振動数、電流および電圧等のパラメータはブレード上の負荷により変化するので、マイクロプロセッサがこれらをサンプリングすることにより出力量を制御する。

【0007】 上記Thomas特許において記載されているような典型的な超音波外科システム内の発生装置における出力対負荷曲線は2個の部分をもっている。第1の部分は負荷の増加に従って出力が増加する定常的な電流供給を示している正の勾配をもっている。第2の部分は負荷の増加に従って出力が減少する定常的または飽和状態の出力電圧を示している負の勾配をもっている。第1の部分に対応して調整される電流は各電子部品の設計により固定され、第2の部分の電圧は設計における最大出力電圧により制限される。このようなシステムにおける出力対負荷の出力特性は種々のハンド・ピース・トランスデューサおよび超音波ブレードに対して最適化できないために上記の構成は柔軟性に欠ける。外科装置用の従来のアナログ型超音波出力システムの性能は部品の許容度および動作温度変化による発生装置の電子部品における可変性により影響を受ける。特に、温度変化は振動数ロック範囲、駆動信号レベル、およびその他のシステム性能測定値を含む重要なシステム・パラメータにおいて多様な変化を生じる。

【0008】 効率的な様式で超音波外科システムを動作するために、始動時においてハンド・ピース・トランスデューサに供給される信号振動数を一定範囲において掃引することにより共振振動数を位置決めする。この位置が見つかる、発生装置の位相ロック・ループがその共振振動数に対してロックされ、電圧位相角度に対してトランスデューサ電流を継続してモニターして、その共振振動数でトランスデューサを駆動することにより当該装置を共振状態に維持する。このようなシステムにおける重要な機能はトランスデューサを負荷の存在下に共振す

る状態に維持することおよび共振振動数を変化する温度変化である。

【0009】 さらに、従来技術の超音波発生装置システムは当該システムにおいて適応制御アルゴリズムの使用および決定動作を可能にする振幅制御においても柔軟性がほとんど無い。例えば、これらの固定されたシステムはブレード上の負荷および／または電圧位相角度に対する電流に基づいて例えば電流または振動数等の出力駆動要素に関する発見的決定を行なう能力に欠けている。このことはトランスデューサの有効寿命を延ばしてブレードに対する安全な動作条件を確定する一定の効率的な性能に対応する最適なトランスデューサ駆動信号レベルを設定するためのシステム能力も制限する。さらに、このような振幅および振動数に関する制御の欠如により、トランスデューサ／ブレード・システムについての診断検査および全体的なトラブルシューティングの支援を行なうシステム能力が低下する。

【0010】 さらに、超音波外科システムを伴う異なるハンド・ピースを使用することは性能に関する不都合を引き起こす可能性がある。類似構成の異なるハンド・ピースは当該ハンド・ピースに対する一定範囲内の入力電流において種々の出力変位を有する。この場合に、過剰または不適正な変位により、不十分な性能または損傷したブレードによりハンド・ピースを廃棄することが起こり得る。

【0011】 さらに、経時的に、ハンド・ピースの性能がエージング、環境に対する曝露、多数回の使用等により変化する可能性がある。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】 それゆえ、上記およびその他の従来技術における不都合点を解消する超音波外科ハンド・ピース内の出力変位を制御するための改善されたシステムおよび方法が当業界において一般に要望されている。

【0013】

【課題を解決するための手段】 超音波ハンド・ピースの出力変位と位相マージン（または位相余裕）との相関関係は所望のハンド・ピース変位を得るための特定のハンド・ピースに対する出力電流を設定するために使用される。

【0014】 本発明の例示的な実施形態において、振動数掃引を行なってハンド・ピースにおける共振振動数および反共振振動数を検出する。共振振動数はハンド・ピースのインピーダンス値がその最小値である場合における振動数掃引中の一定の点において測定される。反共振振動数はハンド・ピースのインピーダンス値がその最大値である場合における振動数掃引中の一定の点において測定される。さらに、共振振動数と反共振振動数との間の差である位相マージンが計算される。その後、目的のまたは特定の出力変位を用いて、ハンド・ピース内に記

憶されている位相マージンに基づいて駆動電流が計算される。さらに、ハンド・ピースを駆動するための発生装置コンソールからの電流出力を追随的に制御することにより上記の変位を維持するようにハンド・ピースを駆動する。

【0015】本発明の別の実施形態によれば、上記ハンド・ピースおよび超音波発生装置は出力変位に対する位相マージンの相関関係に基づいて駆動電流を設定するためのキャリブレーション処理（または校正処理）を受ける。このキャリブレーション処理中において、振動数掃引を行なってハンド・ピースにおける共振振動数および反共振振動数を検出する。その後、位相マージンを計算する。目的のまたは特定の出力変位を用いて、ハンド・ピース内に記憶されている位相マージンに基づいて駆動電流が計算される。ハンド・ピースの動作中に、当該ハンド・ピース内の記憶にアクセスしてこのハンド・ピースを駆動するための特定の駆動電流が上記位相マージンに対する出力変位の相関関係に基づいて選択される。その後、ハンド・ピースを駆動するための発生装置コンソールからの電流出力を追随的に制御しながらハンド・ピースを上記の出力変位により駆動する。

【0016】本発明の上記およびその他の特徴および利点は以下の（必ずしも寸法通りに示されていない）添付図面に基づく本発明の好ましい実施形態の詳細な説明によりさらに明らかになる。

【0017】

【発明の実施の形態】図1は本発明による外科処理を実施するためのシステムを示している図である。ケーブル26内の一式のワイヤにより、電気的エネルギー、すなわち、駆動電流がコンソール10からハンド・ピース30に送られ、このハンド・ピース30において、電気的エネルギーが外科メス用ブレード32のような外科装置に長手方向に沿う超音波動作を与える。このブレード32は組織の同時的な切開および焼灼処理のために使用できる。ハンド・ピース30に対する超音波電流の供給は当該ハンド・ピース30上に配置されているスイッチ34の制御下に行なうことができ、このスイッチ34はケーブル26内のワイヤを介してコンソール10の中の発生装置に接続している。さらに、この発生装置はフット・スイッチ40により制御可能であり、このフット・スイッチ40は別のケーブル50を介してコンソール10に接続している。従って、使用時において、外科医は、自分の指でハンド・ピース上のスイッチ34を操作するか自分の足でフット・スイッチ40を操作して、ハンド・ピースに対して超音波電気信号を供給することによりブレードを一定の超音波振動数で長手方向に沿って振動させることができる。

【0018】発生装置のコンソール10は液晶表示装置12を備えており、この表示装置12は最大切断出力率または切断出力に付随する数値的出力レベル等の種々の

手段において選択される切断出力レベルを指示するために使用できる。この液晶表示装置12はシステムにおける別のパラメータを表示するために使用することもできる。出力スイッチ11を使用して装置を始動して、パワー・アップ試験を行なう。このパワー・アップ試験および初期化が完了した時点で「待機 (standby)」ライト13が点灯する。装置が最大出力を供給する場合に、MAXライト15が点灯する。それよりも少ない出力を供給する場合には、MINライト17が点灯する。さらに、MINライト17が作動する際の出力レベルがボタン16により設定される。

【0019】スイッチ34または40のいずれかを動作することにより超音波ハンド・ピースに出力を供給する際に、上記の組立体は約55.5 kHzで外科用メスまたはブレードを長手方向に沿って振動させることができ、この長手方向の移動の大きさは使用者により調節可能に選択される供給駆動出力（電流）の量に比例して変化する。比較的高い切断出力が供給される場合に、ブレードはその超音波振動速度において約40ミクロン乃至100ミクロンの範囲内で長手方向に移動するように設計されている。このようなブレードの超音波振動によりブレードが組織に接触する際に熱が発生する。すなわち、ブレードが組織内において加速することにより移動するブレードの機械的エネルギーが極めて狭い局在化した領域内で熱エネルギーに変換する。この局在化した熱が狭い領域の凝固を形成し、これにより直径が1ミリメートルよりも小さい血管における出血が減少または消去できる。このブレードの切断効率および止血の程度は供給される駆動出力のレベル、外科医の切断速度、組織の性質および血管分布により変化する。

【0020】図2においてさらに詳細に示すように、超音波ハンド・ピース30は電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換してトランスデューサの各端部において長手方向に沿う振動動作を生じるための圧電変換トランスデューサ36を収容している。トランスデューサ36はそのスタック（堆積体）に沿う特定の点に配置されている動作ゼロ点 (motion null point) を有する積み重ね状のセラミック圧電素子の形態である。このトランスデューサ・スタックは2個のシリンダ31と33との間に取り付けられている。さらに、シリンダ35がシリンダ33に取り付けられており、当該シリンダ35は別の動作ゼロ点37においてハウジング内に取り付けられている。さらに、ホーン38はその一端側においてゼロ点37に取り付けられていて、その他端側においてカップラー39に取り付けられている。ブレード32はこのカップラー39に固定されている。この結果、ブレード32はトランスデューサ36による一定の超音波振動数の速度で長手方向に沿って振動する。トランスデューサの各端部は当該トランスデューサの共振振動数において約380 mA・RMSの電流により駆動する場合に不動の

節部を構成するスタックの部分に伴って最大の動作を行なう。しかしながら、この最大動作を行なう電流は各ハンド・ピースにより変化し、システムが使用できるハンド・ピースの不揮発性メモリーに記憶されているバルブである。

【0021】ハンド・ピースの部品はその組み合わせ体が同一共振振動数で振動するように設計されている。特に、最終的な各要素の長さが $1/2$ 波長になるように各要素が同調される。長手方向に沿う前後方向の動作は音響学的取付ホーン38のブレード32に近い方の直径が減少するに従って増幅される。従って、ホーン38およびブレード/カップラー39はブレード動作を増幅して音響システムにおける残りの部分に対して同調した共振振動を行なうように形状付けられて寸法付けられており、このことにより、ブレード32に近接している音響学的取付ホーン38の端部において最大の前後動作が生じる。トランスデューサ・スタックにおける動作がホーン38により増幅されて約20ミクロン乃至25ミクロンまで移動する。さらに、カップラー39における動作がブレードにより増幅されて約40ミクロン乃至100ミクロンまでブレードが移動する。

【0022】ハンド・ピースの中のトランスデューサを駆動するための超音波電気信号を形成するシステムを図3および図4に示す。この駆動装置は柔軟であり、所望の振動数および出力レベル設定値において駆動信号を形成できる。システム内のDSP60またはマイクロプロセッサを使用して適当な出力パラメータおよび振動周波数をモニターして切断または凝固動作モードのいずれかにおいて供給される適当な出力レベルを生じる。DSP60またはマイクロプロセッサはさらにトランスデューサ/ブレードのようなシステム中の構成部品について診断検査を行なうために使用するコンピュータ・プログラムも記憶している。

【0023】例えば、DSPまたはマイクロコンピュータ60に記憶されている一定のプログラムの制御下において、始動中の振動数を特定値、例えば、50KHzに設定できる。このことは共振に接近していることを示すインピーダンスにおける変化を検出するまで特定速度で掃引することにより行なうことができる。その後、掃引速度を減少してシステムが共振振動数、例えば、55KHzをオーバーシュートしないようにする。この掃引速度は、例えば、50サイクルの増加分において振動数変化を得ることにより達成できる。比較的遅い速度が望まれる場合は、プログラムにおいて、例えば、25サイクルにその増加分を減少することができ、これらのプログラムは測定したインピーダンスの大きさおよび位相に基づいて適応できる。もちろん、上記増加分の大きさを増加することによりさらに大きな速度が達成できる。さらに、上記の掃引速度は振動数の増加分の更新速度を変化することにより変更できる。

【0024】例えば、51KHzにおいて不所望な共振モードが存在することが分かっている場合に、上記プログラムは、例えば60KHzから振動数を下げて掃引して共振を見つけることができる。さらに、上記システムは50KHzから掃引して不所望な共振が存在している51KHzを飛び越えることができる。いずれの場合においても、このシステムは高度の柔軟性を有している。

【0025】動作時において、使用者は外科装置において使用する特定の出力レベルを設定する。この処理はコンソールのフロント・パネル上の出力レベルスイッチ16により行なわれる。このスイッチはDSP60に供給される信号150を発生する。その後、DSP60はコンソール・フロント・パネルの表示装置12に対して配線152（図4）上に信号を送ることにより所定の出力レベルを表示する。

【0026】実際に外科ブレードを振動させるために、使用者はフット・スイッチ40またはハンド・ピース・スイッチ34を作動する。この作動により図4における配線85上に信号が送られる。この信号は出力をプッシュプル増幅器78からトランスデューサ36に供給するために有効である。DSPまたはマイクロプロセッサ60がハンド・ピース・トランスデューサの共振振動数をロックして出力がハンド・ピース・トランスデューサに継続的に供給されるようになると、オーディオ・ドライブ信号が配線156上に送られる。このことによりシステム内の音響指示手段が音を発生して、使用者に対して出力がハンド・ピースに供給されて外科用メスが動作状態になっていることを通知する。

【0027】図2、図3および図4、および本明細書に参考文献として含まれる米国特許出願第09/693,621号に基づいて説明するように、動作モードにおけるハンド・ピース30の各部品は全体として概ね同一の共振振動数において振動するように設計されており、ハンド・ピース30におけるこれらの構成要素は各構成要素の最終的な長さが $1/2$ 波長またはその倍数になるように同調されている。位相補正アルゴリズムを使用するマイクロプロセッサまたはDSP60はハンド・ピース30の各部品が発振する振動数を制御する。ハンド・ピース30の作動時において、この発振振動数はメモリーに記憶されているその始動時の値または50kHzのような公称の共振振動数に設定される。その後、共振振動数への接近を示すインピーダンスの変化を検出するまで、始動掃引点と停止掃引点との間の一定の振動数範囲における掃引をDSPの制御下に行なう。このインピーダンス値の変化はハンド・ピースおよびこれに取り付けた任意のブレードにおけるインピーダンス値を示し、これらは関連の米国特許出願第09/693,621号において記載されているようなハンド・ピース30の動作を制御するためのアルゴリズムを数学的にモデル化するための並列等価回路によりモデル化できる。上記の共振

振動数はこの等価回路のインピーダンス値が最小である場合の振動数掃引中の一定の点における振動数であり、反共振振動数は当該インピーダンス値が最大である場合の振動数である。位相マージンはこの共振振動数と反共振振動数との間の差である。さらに、位相マージンとハンド・ピース 30 の出力変位との間に相関関係が存在し、この関係は上記変位を制御してハンド・ピース 30 を最適な性能レベルにおいて動作するために有効に利用できる。

【0028】インピーダンス測定値および位相測定値を得るために、図 3 および図 4 における DSP 60 およびその他の回路構成要素が用いられる。特に、プッシュプル増幅器 78 は出力変換器 86 に超音波信号を供給し、この出力変換器 86 はさらにこの信号をケーブル 26 内の配線 85 を介してハンド・ピース内の圧電変換トランスデューサ 36 に供給する。配線 85 内の電流および当該配線上の電圧は電流センス回路 88 および電圧センス回路 92 によりそれぞれ検出される。これらの電圧および電流のセンス信号は平均電圧回路 122 および平均電流回路 120 にそれぞれ送られ、これらの回路はそれぞれの信号の平均値を採用する。この平均電圧値がアナログデジタル変換器 (ADC) 126 によりデジタル・コードに変換されて DSP 60 に入力される。同様に、電流平均信号がアナログデジタル変換器 (ADC) 124 によりデジタル・コードに変換されて DSP 60 に入力される。この DSP において、電圧対電流の比率値が進行中の基準に基づいて計算されて振動数が変化するときの現在のインピーダンス値が得られる。この場合に、共振への接近に従ってインピーダンス値が大幅に変化する。

【0029】上記電流センス回路 88 および電圧センス回路 92 からの各信号はそれぞれ零交叉検出器 100、102 にも供給される。これらは各信号が零において交叉する度にパルスを生成する。検出器 100 からのパルスは位相検出論理回路 104 に供給され、この回路 104 はこの信号により開始するカウンタを備えている。また、検出器 102 からのパルスは同様に論理回路 104 に供給されて上記のカウンタを停止するために使用できる。この結果、このカウンタにより到達したカウント値は配線 140 を介してデジタル・コードとして供給され、この値が電流と電圧との間の位相差を示す。さらに、この位相差の大きさはシステムが共振振動数に対してどれだけ近い状態で動作しているかを示す値でもある。上記の各信号は、例えば、プッシュプル増幅器 78 を駆動する直接デジタル合成 (DDS) 回路 128 に対して振動数信号を発生するための DSP における位相設定点に対して位相デルタ値 (位相変数分) を比較することにより、共振に対して発生装置の振動数をロックするための位相ロック・ループの一部として使用できる。

【0030】さらに、上記のインピーダンス値および位

相値はブレードが無拘束状態であるか否かを検出するための動作診断用の位相において上記のように使用できる。このような場合に、DSP は共振において位相ロックを設定するための探索処理を行わない代わりに、ハンド・ピースを特定の振動数において駆動してインピーダンスを測定することによりブレードが拘束状態であるか否かを決定する。

【0031】図 5 は位相マージンに基づいて超音波外科ハンド・ピースの駆動電流を決定するための本発明による方法を概略的に示しているフロー図である。振動数掃引をハンド・ピース 30 について行なって、このハンド・ピース 30 における共振振動数および反共振振動数を見つけ出す (工程 403)。共振振動数をハンド・ピース 30 のインピーダンスがその最小値となる振動数掃引中の点において測定する (工程 405)。また、反共振振動数をハンド・ピース 30 のインピーダンスがその最大値となる振動数掃引中の点において測定する (工程 407)。その後、工程 409 において、共振振動数と反共振振動数との間の差である位相マージンを計算する。目的または特定の出力変位を用いて、駆動電流を上記位相マージンに基づいて計算する (工程 411)。さらに、工程 413 において、この駆動電流値をハンド・ピース 30 内に記憶する。ハンド・ピース 30 はコンソール 10 からの電流出力を追従的に制御することによりその出力変位を維持するように駆動される。上記の方法は既知のブレードを取り付けた状態においても行なうことができる。

【0032】本発明による実施形態はハンド・ピースを工場において製造しながら実施できる。すなわち、新しく組立てたハンド・ピースに対応する位相マージンをインピーダンス分析器 (Hewlett Packard (商標) 社から市販されている HP 4192A 等) により測定する。このインピーダンス分析器は位相マージンを計算するための共振振動数および反共振振動数を検出するようにプログラムされている。このデータはこの分析器に接続しているパーソナル・コンピュータ (PC) に送られ、この PC は上記の位相マージン値を用いてハンド・ピースにおける所望の変位値 (例えば、22 ミクロン) を生じるようにハンド・ピースを駆動するための駆動電流を計算する。このハンド・ピースは、例えば、EEPROM 等のメモリを備えている。ハンド・ピースはそのハンド・ピース・コネクタに連携しているインターフェイスを介して PC のシリアル・ポートに接続している。この場合に、PC は EEPROM 内の特定のメモリ位置に上記位相マージンの計算値に基づいて計算した駆動電流値をダウンロードする。動作中において、上記の発生装置コンソールはこの駆動電流値を用いてハンド・ピースに対する発生装置電流出力を制御する。

【0033】図 6 は本発明による超音波外科ハンド・ピースの特定の出力駆動電流に対応する位相マージンと変

位との間の相関関係の例示的な表である。この表の中の各データはメモリー内に（工場での製造中におけるハンド・ピースに対応する試験設備または当該領域においてハンド・ピースに対応する発生装置コンソールのいずれかにおいて）記憶できる。このデータは共振振動数（第1の段F_r）、反共振振動数（第2の段F_a）、共振振動数と反共振振動数との間の差である位相マージン（第3の段）、および特定の駆動電流に対応するマイクロン値で示すハンド・ピース30の出力変位（第4の段）に対*

$$\text{変位} = 38.156 - 0.0751 \times \text{位相マージン} \quad (1)$$

この特定の相関関係はコンソール10内のメモリーにおいても記憶できる。上記の共振振動数および反共振振動数を測定する。コンソール10は上記の式（1）における相関関係による計算に基づいて特定のハンド・ピースに対応して計算した位相マージンに対して相関する出力*

$$I \propto D$$

となり、測定した変位値と所望の変位値との間の関係 ★ ★は、

$$D(\text{測定値}) / D(\text{所望値}) = I(\text{測定値}) / I(\text{所望値}) \quad (3)$$

で現すことができるので、

$$I(\text{所望値}) = D(\text{所望値}) * I(\text{測定値}) / D(\text{測定値}) \quad (4)$$

になる。それゆえ、ハンド・ピースを所望変位値で駆動するために必要とされる所望の電流値を記憶することが都合よく行なえる場合に、任意のハンド・ピースに対応する I（所望値）について式（1）および式（4）を解くことができる。

【0036】本発明の別の実施形態によれば、出力変位に対して位相マージンを相関させるために上記のハンド・ピース30およびコンソール10に対してキャリブレーション処理が行なわれる。このキャリブレーション処理はハンド・ピースの性能がずれるまたは低下する可能性のあるハンド・ピースの一定期間にわたる領域内での使用後におけるハンド・ピースに対して特に有用である。図7は本発明による超音波外科ハンド・ピースの例示的なキャリブレーションおよび動作を示すフロー図である。キャリブレーション処理が実施され、特に、振動数掃引が行なわれてハンド・ピース30に対応する共振振動数および反共振振動数が検出される（工程603）。その後、共振振動数をハンド・ピース30のインピーダンス値がその最小値になる振動数掃引中の点において測定する（工程605）。さらに、反共振振動数をハンド・ピース30のインピーダンス値がその最大値になる振動数掃引中の点において測定する（工程607）。その後、工程609において、共振振動数と反共振振動数との間の差である位相マージンを計算する。さらに、駆動電流を上記位相マージンに基づいて計算する（工程611）。その後、工程613において、ハンド・ピース30の中のメモリー（ハンド・ピース30の中のEEPROM等）内にこの駆動電流値を記憶する。

【0037】ハンド・ピース30の通常の動作中において、上記メモリーがアクセスされ（工程625）、ハン

* 応するデータを含む。実際の動作中において、上記メモリー内の表がアクセスされて、コンソール10が計算された駆動電流によりハンド・ピース30を駆動して以下に説明するように所望の変位を達成する。

【0034】本発明の特定の実施形態において、上記のハンド・ピース30を駆動するための位相マージンと出力変位との間の相関関係は以下のように経験的に設定される。

※変位によりハンド・ピース30を駆動する。

【0035】式（1）との等価性を維持しながら、上記各項を所望の変位で特定のハンド・ピースを駆動するためにどの程度の電流が必要であるかを計算するために再構成できる。例えば、

$$(2)$$

ド・ピース30を駆動するための特定の駆動電流が上記位相マージンと出力変位との相関関係に基づいて選択される。その後、工程629において、ハンド・ピース30は当該ハンド・ピース30を駆動するためのコンソール10からの電流出力を追従的に制御しながら上記駆動電流により駆動される。

【0038】上記の変位を制御するために当該変位とハンド・ピースのモデル・パラメータとの間の別の相関関係も使用可能であることが考えられる。並列トランスデューサ・モデルによる位相マージンはC_o、C_s、R_sおよびI_sを含む。さらに、任意のモデル・パラメータと変位との間の相関関係が制御のために使用できる。

【0039】以上において、本発明をその好ましい実施形態に基づいて詳細に特定して図示および説明したが、これらの実施形態は本発明の範囲を完全に網羅するものではなく、本発明を本明細書において開示した特定の形態に限定することを目的としていない。すなわち、当該技術分野における熟練者であれば、これらの形態および詳細部分における多くの変更が本発明の範囲および趣旨に逸脱することなく行なえることが理解できる。同様に、本明細書において記載した任意の処理工程を別の工程と交換して実質的に同一の結果を達成することも可能である。このような変更の全ては本発明の範囲内に含まれると考えるべきであり、この本発明の範囲は本明細書に記載する特許請求の範囲およびその実施態様により定められる。

【0040】本発明の実施態様は以下の通りである。

（1）さらに、前記共振振動数および前記反共振振動数を測定するための振動数掃引を行なう工程を含む請求項1に記載の方法。

(2) 前記位相マージンおよび前記出力変位が前記ハンド・ピースに対応する発生装置コンソール内に記憶されている計算式に従って相関される請求項 1 に記載の方法。

(3) 前記位相マージンおよび前記出力変位が製造中の前記ハンド・ピースに対応する試験設備内に記憶されている計算式に従って相関される請求項 1 に記載の方法。

(4) 前記相関処理工程が前記位相マージンおよび前記駆動電流に関する表データを含むメモリーに対してアクセスすることにより行なわれる請求項 1 に記載の方法。

(5) 前記表データが製造中の前記ハンド・ピースに対応する試験設備内に記憶されている実施態様 (4) に記載の方法。

【0041】(6) 前記表データが前記ハンド・ピースに対応する発生装置コンソール内に記憶されている実施態様 (4) に記載の方法。

(7) さらに、キャリブレーション工程を含み、当該キャリブレーション工程が、(a) キャリブレーション用の共振振動数を測定する副工程と、(b) キャリブレーション用の反共振振動数を測定する副工程と、(c) 前記キャリブレーション用の共振振動数と前記キャリブレーション用の反共振振動数との差であるキャリブレーション用の位相マージンを計算する副工程と、(d) 前記キャリブレーション用の位相マージンをキャリブレーション用の出力変位値に対して相関させる副工程を含む請求項 1 に記載の方法。

(8) 前記副工程 (a)、(b)、(c) および (d) が前記ハンド・ピースに対応する発生装置コンソールにより行なわれる実施態様 (7) に記載の方法。

(9) 前記出力変位が $38.156 - 0.0751 \times$ (前記位相マージン) の値に概ね等しい実施態様 (7) に記載の方法。

(10) さらに、前記ハンド・ピース内に前記駆動電流を記憶する工程を含む請求項 1 に記載の方法。

【0042】(11) さらに、前記共振振動数および前記反共振振動数を測定するために振動数掃引を行なうための手段を備えている請求項 2 に記載のシステム。

(12) さらに、前記ハンド・ピースに対応する発生装置コンソールを備えており、前記位相マージンおよび前記出力変位が当該発生装置コンソール内に記憶されている計算式に従って相関される請求項 2 に記載のシステム。

(13) 前記位相マージンおよび前記出力変位が製造中の前記ハンド・ピースに対応する試験設備内に記憶されている計算式に従って相関される請求項 2 に記載のシ

テム。

(14) 前記相関処理が前記位相マージンおよび前記駆動電流に関する表データを含むメモリーに対してアクセスすることにより行なわれる請求項 2 に記載のシステム。

(15) 前記表データが製造中の前記ハンド・ピースに対応する試験設備内に記憶されている実施態様 (14) に記載のシステム。

(16) 前記表データが前記ハンド・ピースに対応する発生装置コンソール内に記憶されている実施態様 (14) に記載のシステム。

(17) 前記出力変位が $38.156 - 0.0751 \times$ (前記位相マージン) の値に概ね等しい請求項 2 に記載のシステム。

【0043】

【発明の効果】従って、本発明によれば、従来技術における不都合点を解消する超音波外科ハンド・ピース内の出力変位を制御するための改善されたシステムおよび方法が提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の方法を実施するための超音波外科切断および止血システム用のコンソール、およびハンド・ピースおよびフット・スイッチの斜視図である。

【図 2】図 1 のシステムにおける超音波外科用メスのハンド・ピースにおける概略的切断図である。

【図 3】本発明の好ましい実施形態による超音波コンソール装置を示すブロック図である。

【図 4】本発明の好ましい実施形態による超音波コンソール装置を示すブロック図である。

【図 5】位相マージンに基づいて超音波外科ハンド・ピースの駆動電流を決定するための本発明による方法を概略的に説明するためのフロー図である。

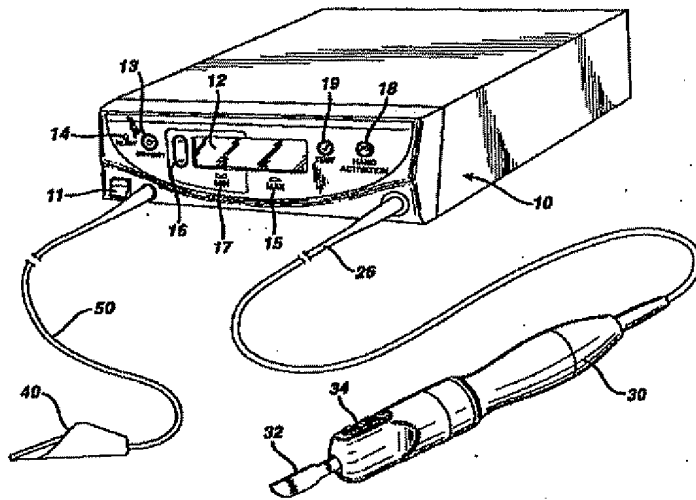
【図 6】本発明による超音波外科ハンド・ピースの特定の出力駆動電流における位相マージンと変位との間の相関関係についての例示的な表である。

【図 7】本発明の別の実施形態による超音波外科ハンド・ピースの例示的なキャリブレーションおよび動作を示すフロー図である。

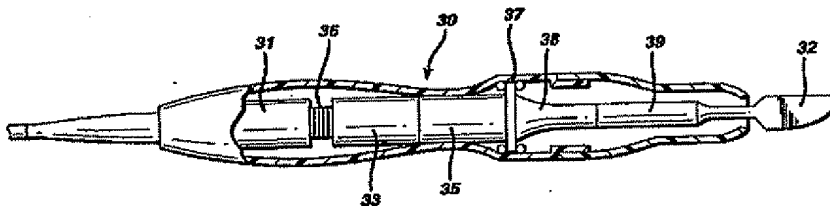
【符号の説明】

- 10 コンソール
- 26 ケーブル
- 30 ハンド・ピース
- 32 外科メス用ブレード
- 40 フット・スイッチ
- 50 ケーブル

【図 1】



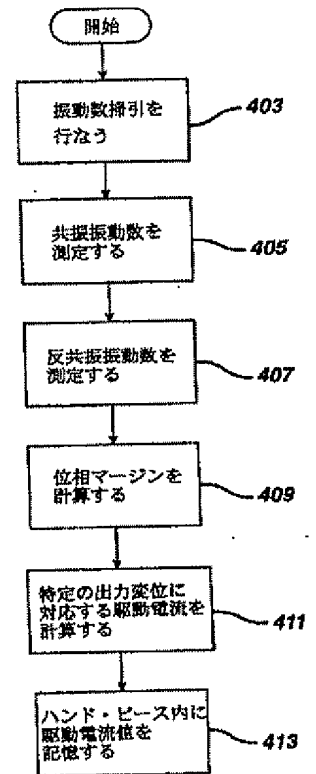
【図 2】



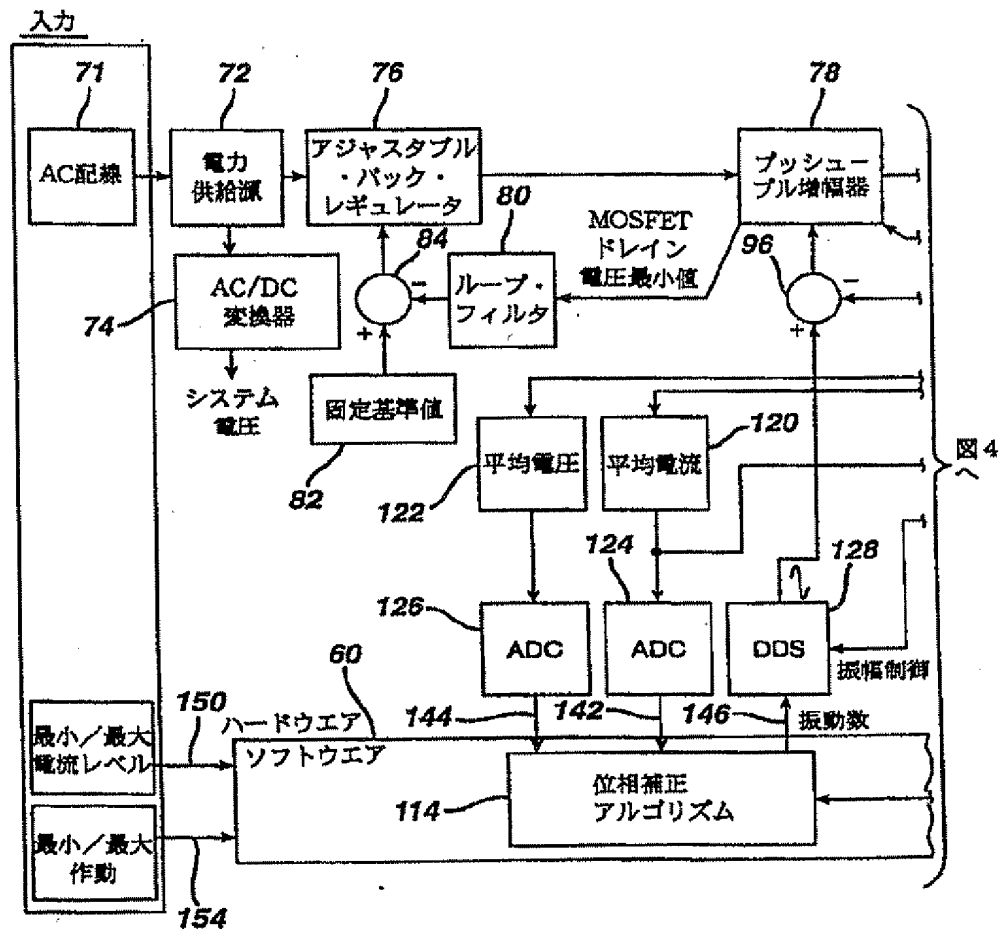
【図 6】

F_r (Hz)	F_a (Hz)	位相マージン (Hz)	変位 (μM)
55499	55734	235	20.521
55477	55717	240	20.292
55480	55712	232	20.514
55477	55714	237	20.356
55482	55725	243	20.187
55452	55697	245	19.775
55452	55709	257	19.056
55489	55742	253	18.717
55485	55722	257	18.634

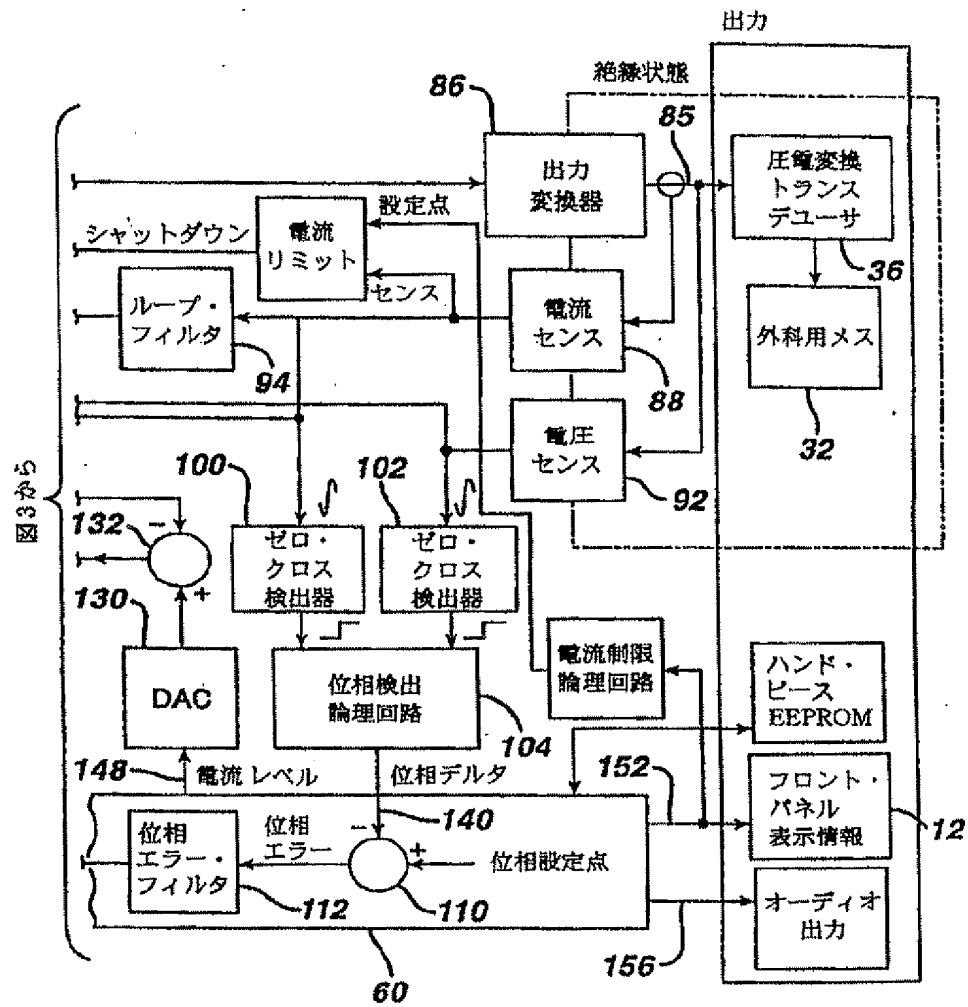
【図 5】



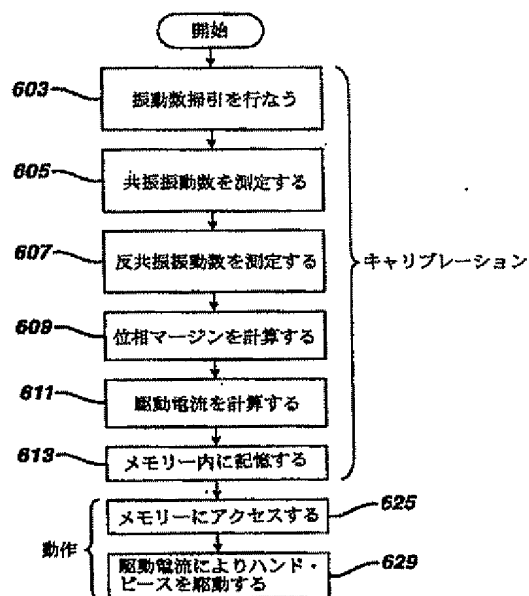
【図3】



【図4】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 フォスター・ストウレン
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メ
イソン、ブリッジウォーター・コート
6245

(72)発明者 アスバニ・ケイ・マダン
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メ
イソン、キーンランド・ウェイ 6842

(72)発明者 ケネス・エス・クラマー
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラ
ブランド、ベルモント・ロード 6331

Fターム(参考) 4C060 FF04 JJ25 KK03 KK22 MM24